

VU Research Portal

Ambulatory movement analysis systems in clinical motor function assessment

van den Noort, J.C.

2011

document version

Publisher's PDF, also known as Version of record

[Link to publication in VU Research Portal](#)

citation for published version (APA)

van den Noort, J. C. (2011). *Ambulatory movement analysis systems in clinical motor function assessment: Applications of inertial sensors and an instrumented force shoe*. [PhD-Thesis - Research and graduation internal, Vrije Universiteit Amsterdam].

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal ?

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

E-mail address:

vuresearchportal.ub@vu.nl

Samenvatting

Bewegen speelt een grote rol in het dagelijks functioneren van de mens. In de revalidatiegeneeskunde worden het objectief meten van bewegingen en een objectieve beoordeling van bewegingsstoornissen steeds belangrijker. Klinische besluitvorming met betrekking tot het motorisch functioneren van patiënten is onder andere gebaseerd op lichamelijk onderzoek en gangbeeldanalyses. Lichamelijk onderzoek wordt vaak subjectief uitgevoerd en er is op dit moment nog weinig aandacht voor nauwkeurige, objectieve en kwantitatieve metingen. Geïstrumenteerde 3D-gangbeeldanalyse (waarbij bewegingen en krachten worden gemeten met behulp van optoelektronische markersystemen en krachtplaten) wordt over het algemeen slechts beperkt toegepast. Dit komt door de complexiteit en de beperkingen van apparatuur in gangbeeldlaboratoria of het volledige gebrek daaraan.

Het doel van dit proefschrift is het evalueren van de mogelijkheden en de kwaliteit van nieuwe ambulante bewegingsregistratiesystemen voor het beoordelen van motorisch functioneren in de klinische praktijk. Ambulante bewegingsregistratiesystemen zijn ontwikkeld als alternatief voor meetsystemen in een gangbeeldlaboratorium. Zij registreren beweging in elke gewenste setting zonder daarbij gebonden te zijn aan een bepaalde ruimte of een bepaald meetvolume. Dit soort systemen kan daarom een belangrijke rol gaan spelen bij het objectiveren en kwantificeren van metingen met betrekking tot het beoordelen van het motorisch functioneren in de klinische praktijk.

Voorbeelden van ambulante bewegingsregistratiesystemen zijn een inertiaal en magnetisch meetsysteem (IMMS: inertial and magnetic measurement system) en een geïstrumenteerde krachtschoen (IFS: instrumented force shoe). Een IMMS bestaat uit kleine lichtgewicht sensoren (ter grootte van luciferdoosjes) die 3D-versnellingsmeters, 3D-gyroscopen en 3D-magnetometers bevatten. Door middel van het meten van versnelling, hoeksnelheid en de richting van het magnetische veld kan de 3D-oriëntatie van elke sensor ten opzichte van de wereld worden bepaald. De IMMS-sensoren zijn gemakkelijk op een lichaamsdeel aan te brengen voor het meten van een beweging. Een krachtschoen is een orthopedische sandaal met twee kracht/moment-sensoren onder de hiel en voorvoet voor het meten van de grondreactiekracht en het aangrijpingspunt van de grondreactiekracht onder de voet.

In dit proefschrift zijn verschillende toepassingen van ambulante bewegingsregistratiesystemen bestudeerd bij twee verschillende patiëntenpopulaties. Ten eerste is het IMMS toegepast bij spasticiteitstesten bij kinderen met cerebrale parese (CP) (hoofdstukken 2 en

3). CP is een houdings- of bewegingsstoornis als gevolg van een hersenbeschadiging, ontstaan voor het eerste levensjaar. Ten tweede is het IMMS toegepast voor 3D-gangbeeldanalyses bij kinderen met CP (hoofdstuk 4). Ten derde is de krachschoen gebruikt voor het meten van het externe knie adductiemoment (KAdM) bij volwassenen met knieartrose (hoofdstukken 5-7). Het KAdM is een maat voor de belasting op het binnenste (mediale) ten opzichte van het buitenste (laterale) deel van de knie. Tenslotte zijn de effecten van manipulaties in het gangbeeld voor het reduceren van het KAdM bestudeerd bij gezonde proefpersonen (hoofdstuk 8).

Hoofdstuk 2 beschrijft hoe IMMS-sensoren gebruikt worden voor het objectief meten van de catch-hoek (AOC: angle of catch) tijdens het uitvoeren van de spasticiteitstest (SPAT) bij kinderen met CP. Drie verschillende spieren (de mediale hamstrings, soleus en gastrocnemius) zijn getest bij 20 kinderen.

De SPAT omvat ten eerste een langzame passieve rek van de spier, uitgevoerd door de onderzoeker. Deze beweging wordt uitgevoerd voor het bepalen van het bewegingsbereik (range of motion). Vervolgens voert de onderzoeker een snelle, passieve rek van de spier uit voor het detecteren van een catch. Een catch is een abrupte stop of plotseling toegenomen weerstand tijdens de beweging. De aanwezigheid van een catch wijst op spasticiteit in de spier. Normaal gesproken wordt in de klinische praktijk AOC gemeten met een goniometer. Hiervoor wordt het gewricht gepositioneerd in de stand waarin de onderzoeker tijdens de snelle beweging een catch voelde.

In hoofdstuk 2 is aangetoond dat de IMMS-sensoren binnen één graad nauwkeurig zijn voor het meten van 3D-oriëntatie van de sensor zelf in vergelijking met een optoelektronisch markersysteem. Om van 3D-oriëntatie van een IMMS-sensor te komen tot anatomische gewrichtshoeken is een calibratie nodig waarbij de oriëntatie van de sensor wordt omgerekend naar de oriëntatie van het lichaamssegment waarop de sensor is bevestigd (sensor-naar-segment calibratie). Deze anatomische calibratie is gebaseerd op het bepalen van een functionele gewrichtsas waaromheen de lichaamssegmenten bewegen (bijvoorbeeld de knie-as voor het onder- en bovenbeen) en een bekende referentie houding waarbij het gewricht in een bepaalde stand staat (bijvoorbeeld een kniehoek van 90°).

De resultaten in het hoofdstuk laten ook zien dat een goniometer een redelijk nauwkeurig meetinstrument is voor het meten van een gewrichtshoek in een statische (niet bewegende) situatie in vergelijking met de IMMS-sensoren. Het detecteren van de catch-hoek is echter gebaseerd op subjectieve ervaring van de onderzoeker. Er worden

gemakkelijk fouten gemaakt in het herpositioneren van het gewricht in de juiste stand of bij het aflezen van de goniometer. De IMMS-sensoren meten daarentegen de gewrichtshoek op een objectieve manier tijdens de beweging zelf. Dit draagt bij aan het verbeteren van de objectiviteit, nauwkeurigheid en standaardisatie van het meten van de catch-hoek tijdens spasticiteitstesten.

Hoofdstuk 3 beschrijft het onderzoek waarin wordt onderzocht of de catch, die gevoeld wordt door de onderzoeker tijdens het uitvoeren van de spasticiteitstest, veroorzaakt wordt door een plotselinge snelheidsafhankelijke toename in spieractiviteit. Door middel van IMMS-sensoren wordt de hoeksnelheid van het gewricht tijdens de langzame en snelle beweging van de SPAT gemeten. Hierbij zijn data van dezelfde groep kinderen gebruikt als beschreven in hoofdstuk 2. De spieractiviteit tijdens de testen wordt gemeten door middel van elektromyografie (EMG). De resultaten van de studie tonen aan dat de aanwezigheid van een catch tijdens een snelle rek van de spier meestal voorafgegaan wordt door een plotselinge, kortdurende toename in spieractiviteit (burst). Deze burst is niet aanwezig tijdens de langzame rek van de spier. Dit fenomeen laat zien dat hoofdzakelijk een toename in spieractiviteit verantwoordelijk is voor het optreden van een catch bij spasticiteit. We kunnen dan ook concluderen dat het meten van de catch-hoek gebruikt kan worden voor het kwantificeren van spasticiteit, waarbij spasticiteit is gedefinieerd als *“snelheidsafhankelijke overprikkelbaarheid van de rek reflex”* (Lance, 1980).

Een combinatie van een IMMS- en EMG-meting kan een waardevolle bijdrage leveren aan betrouwbare en betekenisvolle spasticiteitstesten. Deze combinatie kan daarnaast ook gebruikt worden voor het verkrijgen van inzicht in het gedrag van spasticiteit op spier- en gewrichtsniveau. Bij het beoordelen van spasticiteit is het van belang testen te gebruiken die werkelijk spasticiteit meten (zoals testen die vergelijkbaar zijn met de Tardieu-score). Er moet rekening mee gehouden worden dat de uitslag afhankelijk is van reksnelheid. Verdere standaardisatie van de uitvoering van de testen is nodig.

Hoofdstuk 4 beschrijft het gebruik van IMMS-sensoren voor 3D-gangbeeldanalyse van zes kinderen met CP en één gezond kind. Voor de IMMS-sensoren wordt gebruik gemaakt van een protocol genaamd Outwalk. Dit protocol is speciaal ontwikkeld voor toepassing van het IMMS bij klinische gangbeeldanalyse en beschrijft de plaatsing van de sensoren op het lichaam en de sensor-naar-segment calibratie. Tevens maakt het directe visualisatie van gewrichtshoeken mogelijk.

De 3D-gewrichtshoeken (enkel, knie en heup), gemeten met de IMMS-sensoren en het Outwalk-protocol, zijn vergeleken met gewrichtshoeken, gemeten met een standaardmeetsysteem in een gangbeeldlaboratorium (optoelektronisch markersysteem) en een standaardprotocol. De kwaliteit van de meting van gewrichtshoeken met behulp van de IMMS-sensoren is voornamelijk afhankelijk van de anatomische calibratie (de sensor-naar-segment calibratie). In het Outwalk-protocol omvat deze calibratie een functionele beweging (knieflexie/-extensie), een referentiehouding (rechttopstaand) en uitlijning van sensoren met anatomische structuren (voor het onderbeen en het bekken). Verschillen in gewrichtshoeken tussen Outwalk/IMMS en het labsysteem en standaardprotocol uiten zich voornamelijk in offsets (een constant verschil in gewrichtshoek over de hele gangcyclus, ook wel aan te duiden als een verschuiving van het hoeksignaal). Dit betreft de kniehoek in het frontale en transversale vlak en de heuphoek in het sagittale vlak. Deze offsets zijn een gevolg van een verschil in anatomische calibratie tussen de twee protocollen.

We kunnen concluderen dat het IMMS geschikt is voor 3D-gangbeeldanalyse, als een bruikbaar alternatief voor optoelektronische marker systemen. Een groot voordeel is dat het IMMS gebruikt kan worden buiten het gangbeeldlaboratorium, waardoor dit systeem het mogelijk maakt om een groot aantal opeenvolgende stappen te meten in een omgeving die meer lijkt op de natuurlijke omgeving van de patiënt en niet beperkt wordt door een kleine ruimte.

De anatomische calibratie van de IMMS-sensoren moet echter verder geoptimaliseerd worden voor het verbeteren van de nauwkeurigheid van gewrichtshoekmetingen, voornamelijk in het transversale vlak. Dit kan mogelijk worden bereikt door een aanpassing in het biomechanische model van de heup in het Outwalk-protocol. Daarnaast kan een anatomische calibratie in ruglig, waarbij flexie in de gewrichten wordt toegestaan en extra aandacht voor een goede uitvoering van de knieflexie/-extensie beweging voor het bepalen van de knie-as, het meten van gewrichtshoeken verbeteren. Mogelijk kan ook een calibratie-instrument voor IMMS-sensoren, gebaseerd op het markeren van botpunten, een uitkomst bieden.

Tenslotte is een voorzichtige interpretatie van gewrichtshoeken in het transversale vlak van belang. Deze hoeken zijn namelijk het meest onderhevig aan onnauwkeurigheden ten gevolge van anatomische calibratie van zowel het IMMS als optoelektronische marker systemen.

De hoofdstukken 5-7 beschrijven de toepassing van de krachtschoen voor het meten van het KAdM van 20 patiënten met knieartrose. Ten eerste beschrijft **hoofdstuk 5** de invloed van het dragen van de krachtschoen op het looppatroon bij knieartrose patiënten. Wanneer het dragen van de krachtschoen het looppatroon significant beïnvloedt, kan de krachtschoen niet beschouwd worden als een goed alternatief voor krachtplaatmetingen. De resultaten laten zien dat de veranderingen in gangbeeldkarakteristieken van het lopen op de krachtschoen (in vergelijking tot het lopen op normale schoenen) klein zijn in vergelijking met de normale variatie binnen patiënten en met klinisch relevante verschillen. De belangrijkste parameter voor knieartrose, het KAdM, laat bovendien geen verschil zien tussen lopen op de krachtschoen in vergelijking met lopen op controleschoenen.

Wanneer ambulante bewegingsregistratiesystemen (IMMS en krachtschoen) worden toegepast voor KAdM metingen, ontbreekt er informatie over de positie van gewrichten omdat IMMS-sensoren zich beperken tot het meten van oriëntatie. De positie van de knie ten opzichte van het aangrijpingspunt van de grondreactiekracht onder de voet (CoP) is echter nodig voor berekening van het KAdM. Via een model dat lichaamssegmenten aan elkaar koppelt (een zogenaamd gekoppeld-segmenten-model of linked-segment-model) kunnen wel posities worden bepaald. Dit model gaat uit van gemeten segmentoriëntaties, vaste segmentlengtes en gewrichten waarin geen verplaatsing plaatsvindt. In **hoofdstuk 6** wordt het KAdM van patiënten met knieartrose berekend met behulp van krachtschoendata, in combinatie met een gekoppeld-segmenten-model voor het bepalen van de gewrichtspositie. Voor dit gekoppeld-segmenten-model is de segmentoriëntatie gemeten met een optoelektronisch markersysteem als surrogaat voor IMMS data.

De resultaten laten zien dat de krachtschoen nauwkeurig de grondreactiekracht en bijbehorende aangrijpingspunten bij knieartrose patiënten meet. De combinatie van de krachtschoen en het gekoppeld-segmenten-model is veelbelovend voor het meten van het KAdM met een compleet ambulant meetsysteem, hoewel de nauwkeurigheid van de KAdM-metingen voornamelijk beperkt wordt door het gebruik van het gekoppeld-segmenten-model.

In tegenstelling tot hoofdstuk 6 worden in de studie in **hoofdstuk 7** daadwerkelijk IMMS data gebruikt in het gekoppeld-segmenten-model. Hierbij wordt oriëntatie bepaald aan de hand van de data van de gyroscopen en versnellingsmeters in de IMMS-sensoren, zonder gebruik te maken van de magnetometers. Op deze manier wordt het gehele ambulante

meetsysteem, bestaande uit krachtschoen *en* IMMS, geëvalueerd voor het bepalen van het KAdM tijdens het gaan bij patiënten met knieartrose. In vergelijking met de meetsystemen van het gangbeeldlaboratorium (optoelektronisch markersysteem en krachtplaat) laat het ambulante meetsysteem verschillen tot 23% zien in het KAdM, met name in de pieken aan het begin en eind van de standfase. Dit verschil is gelijk aan verschillen die gevonden zijn in het KAdM tussen patiënten en gezonde proefpersonen. Dit betekent dat het ambulante systeem op dit moment nog niet nauwkeurig genoeg is om een onderscheid te maken tussen het KAdM van gezonde proefpersonen in vergelijking met het KAdM van patiënten. Voor het verbeteren van deze nauwkeurigheid zal een meer geavanceerd model nodig zijn voor het bepalen van gewrichtsposities vanuit segmentoriëntatie gemeten met de IMMS-sensoren .

Tenslotte onderzoekt de studie in **hoofdstuk 8** hoe manipulaties in het gangbeeld de grootte en vorm van het KAdM tijdens het gaan kunnen beïnvloeden. Deze manipulaties zijn een variatie in loopsnelheid, voetpositie en zijwaartse (mediolaterale) beweging van de romp. Hiervoor is onderzoek gedaan bij een groep van 14 gezonde jongvolwassenen. In de literatuur wordt gesuggereerd dat zulke gangbeeldmanipulaties mogelijk de progressie van knieartrose vertragen, doordat de belasting op het aangedane compartiment van de knie wordt geminimaliseerd. In de studie in hoofdstuk 8 wordt het KAdM gemeten aan de hand van data van de krachtplaat en het optoelektronische markersysteem.

Het KAdM neemt in de eerste helft van de standfase aanzienlijk af wanneer de voet naar binnen wordt gedraaid (toe-in). Dit gebeurt ook wanneer men met een mediolaterale zwaai van de romp loopt, waarbij de romp overhelt naar de kant van het standbeen. Een voetpositie waarbij de voet naar buiten wordt gedraaid (toe-out) zorgt er voor dat het KAdM afneemt aan het eind van de standfase. Een toename in loopsnelheid veroorzaakt een toename in het KAdM in zowel de eerste als de tweede helft van de standfase, terwijl een afname in loopsnelheid niet zorgt voor een afname in het KAdM. Alle gangbeeldmodificaties resulteren ook in veranderingen in kniemomenten (belasting op de knie) en gewrichtshoeken in het sagittale en transversale vlak. Dit laat zien dat enkel het beschouwen van krachten en momenten in het frontale vlak een incorrecte vereenvoudiging is voor het bepalen van kniebelasting. De toepassing van gangbeeldmanipulaties voor training van patiënten met knieartrose (hetzij mediaal of lateraal) blijft echter onduidelijk. Wanneer het KAdM gemeten wordt in een klinische setting is het belangrijk om loopsnelheid te controleren. Tevens moet men zich bewust

zijn van het effect dat een verandering in voetpositie of rompbeweging kan hebben op de kniebelasting en dit niet verwarren met het effect van een te evalueren behandeling.

Het onderzoek in dit proefschrift laat zien dat ambulante bewegingsregistratiesystemen, zoals het IMMS en de krachtschoen, technieken zijn die toegepast kunnen worden voor nauwkeurige 3D-bewegingsanalyse buiten een bewegingslaboratorium. IMMS maakt het mogelijk om lichamelijk onderzoek bij spasticiteit nauwkeurig, objectief en gestandaardiseerd uit te voeren. Dit zal de klinische besluitvorming ondersteunen en de evaluatie van spasticiteitbehandelingen verbeteren.

Het IMMS en de krachtschoen maken 3D-gangbeeldanalyse mogelijk waarbij men zich niet hoeft te beperken tot een gangbeeldlaboratorium met bijbehorende apparatuur. Deze technieken maken frequenter gebruik van 3D-gangbeeldanalyse bij kinderen met CP en kniebelasting metingen bij patiënten met knieartrose mogelijk. Bovendien kunnen ambulante bewegingsregistratiesystemen een groot aantal opeenvolgende stappen van het gangbeeld meten. Dit zorgt voor een betere beoordeling van het looppatroon en stapvariabiliteit.

Voorafgaand aan implementatie van ambulante bewegingsregistratiesystemen in de klinische praktijk zal verder onderzoek zich moeten richten op verbetering van anatomische calibratie van dergelijke systemen en op het ontwikkelen van gebruiksvriendelijke protocollen.